

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DAS VERHALTEN
DER PULSWELLENGESCHWINDIGKEIT WÄHREND DER ERSTEN LEBENSJAHRE,
SPEZIELL IN DER BEINARTERIE DES KLEINKINDES

von

MARIANNE STEINBACH, geb. Bonner

1965

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DAS VERHALTEN
DER PULSWELLENGESCHWINDIGKEIT WÄHREND DER ERSTEN LEBENSJAHRE,
SPEZIELL IN DER BEINARTERIE DES KLEINKINDES

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes Gutenberg-Universität zu Mainz

vorgelegt von

MARIANNE STEINBACH, geb. Bonner

MAINZ 1965

Dekan: Professor Dr.med. Korting

Referent: Professor Dr.med. F. Graser

Korreferent: Professor Dr.med. U. Köttgen

Tag der mündl.Prüfung: 16. Juli 1965

Gesamtherstellung: Ditters Bürodienst Mainz

I. Einleitung	1
II. Die Entwicklung des Gedankens	2
1. Die Entwicklung des Gedankens von der Kindheit bis zur Jugend	2
2. Die Entwicklung des Gedankens von der Jugend bis zur Reife	3
3. Die Entwicklung des Gedankens von der Reife bis zum Alter	4
III. Die Entwicklung des Gedankens in der Gegenwart	5
1. Die Entwicklung des Gedankens in der Gegenwart	5
2. Die Entwicklung des Gedankens in der Zukunft	6
IV. Die Entwicklung des Gedankens in der Vergangenheit	7
1. Die Entwicklung des Gedankens in der Vergangenheit	7
2. Die Entwicklung des Gedankens in der Zukunft	8
V. Die Entwicklung des Gedankens in der Gegenwart	9
1. Die Entwicklung des Gedankens in der Gegenwart	9
2. Die Entwicklung des Gedankens in der Zukunft	10
VI. Die Entwicklung des Gedankens in der Vergangenheit	11
1. Die Entwicklung des Gedankens in der Vergangenheit	11
2. Die Entwicklung des Gedankens in der Zukunft	12
VII. Die Entwicklung des Gedankens in der Gegenwart	13
1. Die Entwicklung des Gedankens in der Gegenwart	13
2. Die Entwicklung des Gedankens in der Zukunft	14
VIII. Die Entwicklung des Gedankens in der Vergangenheit	15
1. Die Entwicklung des Gedankens in der Vergangenheit	15
2. Die Entwicklung des Gedankens in der Zukunft	16

MEINEN LIEBEN ELTERN

IN DANKBARKEIT

GEWIDMET

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. Einleitung	1
II. Physiologie des Kreislaufs	
1. Funktion und Anatomie der Arterien	1
2. Pulsdruckwelle und Pulswellengeschwindigkeit	4
a) Allgemeine Aussagen über die Physiologie des Pulses .	4
b) Die Pulswellengeschwindigkeit in der Literatur	6
III. Eigene Untersuchungen	
1. Methode der Messung der Pulswellengeschwindigkeit ...	9
2. Ergebnisse und ihre Berechnung	10
IV. Besprechung der Ergebnisse	15
V. Zusammenfassung	17
VI. Literaturverzeichnis	18

I. EINLEITUNG

Die Untersuchungen über die Pulswellengeschwindigkeit im Säuglings- und Kleinkindesalter sind bis heute nicht sehr zahlreich. Lediglich GRASER, KEUTH und BREHM lieferten Werte über die Geschwindigkeit der Pulswellen in der Aorta während der beiden ersten Lebensjahre. Die von ROMINGER gemessenen niederen Werte in den Armgefäßen bei Kindern des gleichen Lebensalters, die neuerdings von TIEBEL bestätigt wurden, stehen jedoch den Messungsergebnissen in der Aorta vollkommen entgegen. Diese Arbeit versucht nun, durch Messung der Pulswellengeschwindigkeit in der Beinarterie einen Beitrag zum Verhalten der Pulswellengeschwindigkeit in den muskulären Arterien und der Entwicklung der Wandstärke der arteriellen Gefäße im frühen Kindesalter zu leisten.

II. PHYSIOLOGIE DES KREISLAUFS

1. Funktion und Anatomie der Arterien:

Die Entwicklung des Kreislaufsystems, die sich von der Neugeborenenzeit über das Säuglings- und Kindesalter bis zur Pubertät und ins Erwachsenenalter vollzieht, wird im wesentlichen durch das altersgemäße Wachstum und durch die funktionellen Anforderungen bestimmt (HECK).

Zur Zeit der Geburt ist die Wandentwicklung der Hauptstämme der Arterien, sowohl des elastischen wie auch des muskulären Typs weit vorgeschritten. Dagegen zeigen die kleineren Gefäße, besonders die der Organe, einen unterschiedlichen, wahrscheinlich vom Entwicklungsstand und der funktionellen Bedeutung des versorgten Gebietes abhängigen Ausbildungsgrad. Neben der Längenzunahme wächst auch die absolute Dicke der Arterienwand im Laufe der Entwicklung beträchtlich, im Verhältnis zur Zunahme des Gefäßlumens verringert sie sich jedoch beständig. Während der Fetalzeit geht das Dickenwachstum der Arterienwände fast ausschließlich in der Tunica media und externa vor sich. Die spätere Dickenzunahme betrifft jedoch nicht alle Teile der Gefäßwand in gleichem Maße, sondern ist an der Intima und Media unterschiedlich stark zu beobachten.

Auch die Arterien des elastischen und des muskulären Typs verhalten sich nicht gleichmäßig. Im elastischen Gefäß ist der Wandbau der Media und Adventitia bereits weit vorgeschritten und weicht kaum von dem des Er-

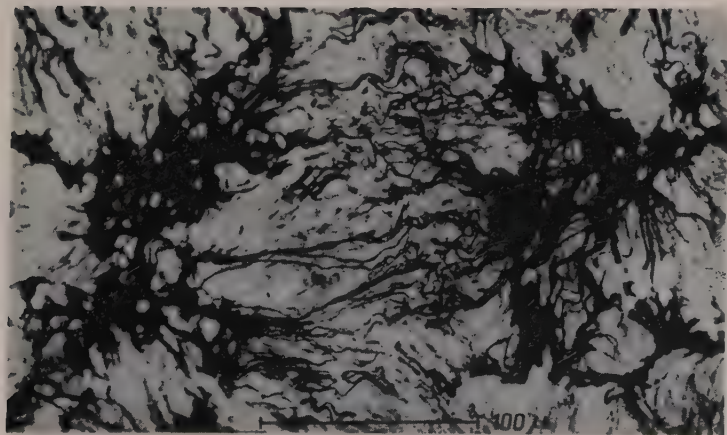
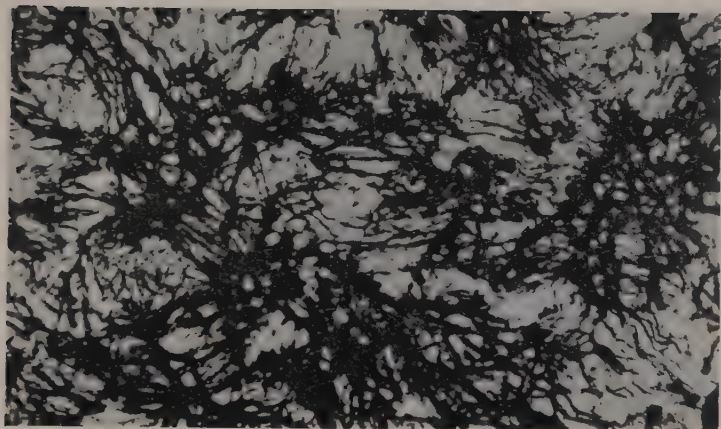
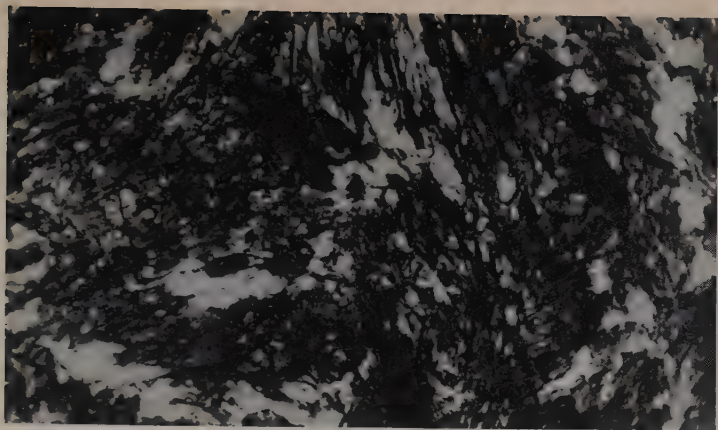
wachsenen ab. Insbesondere sind die elastischen Lamellen in ihrem Aufbau und ihrer Zahl ihm recht ähnlich. Es findet lediglich eine zunehmende Auflockerung des elastischen Gerüsts mit einem Auseinanderweichen der elastischen Elemente statt (MEYER).

Ein charakteristisches Beispiel hierfür bietet auch die Aorta. Nach Untersuchungen von ROLLHÄUSER besitzt die Neugeborenenhauptschlagader eine auffallend hohe Zugfestigkeit und Dichte, die etwa das Zwei- bis Dreifache des Erwachsenenwertes beträgt. Dies wurde von ihm als "sinnvolle Materialreserve" aufgefaßt. Im Gefäßwandquerschnitt läßt sich eine deutlich dichtere Textur mit zahlreichen zugfesten, elastischen und kollagenen Elementen erkennen als bei Aorten älterer Kinder.

MEYER konnte zeigen, daß die Leichenaorta von Säuglingen dem Füllungsdruck weniger nachgibt als Aortenpräparate von Älteren, und daß das Speichervolumen im Verhältnis zum Fassungsvermögen im ersten Lebensjahr am kleinsten ist. Damit läßt sich auch die Auffassung DRAGENDORFFs gut vereinbaren.

Die höchste Volumendehnbarkeit findet sich in der Aorta ascendens und im Arcus Aortae, was für die Windkesselfunktion von nicht geringer Bedeutung ist. Sie nimmt mit dem Alter infolge verminderter Dehnungsverlängerung ab (KÖTTGEN).

Bei den Arterien des muskulären Typs verhält sich die Entwicklung der Intima unterschiedlicher und ist meist wesentlich geringer, während das erhebliche Wachstum der Media vorwiegend durch eine Vermehrung der Muskelzellen und der kollagenen Elemente bestimmt ist. In diesem Zusammenhang sei noch auf einige Ergebnisse von BENECKE, ARGAUD, GRÜNSTEIN, ASCHOFF, HALLENSTEIN und WOLFF (DRAGENDORFF) hingewiesen. Sie berichteten über die Armgefäße von der Arteria subclavia bis zur Arteria radialis, ferner über den peripheren Teil der Arteria iliaca communis, über die Arteria iliaca externa und über die Arteria femoralis. Bei der Geburt ist in manchen Extremitätengefäßen schon eine erhebliche Menge an elastischen Elementen vorhanden. Mit Zunahme der Muskulatur weichen die anfangs zwischen der nicht allzu großen Zahl von Muskelzellen liegenden Elemente auseinander; daher scheint es, daß die Gefäße stärker von ihnen durchwachsen sind als später. Die Media der Arteria subclavia und der Arteria axillaris zeigt bei Neugeborenen eine Wandstruktur, die der der Aorta recht ähnlich ist. Die elastischen Lamellen sind kaum unterbrochen und liegen hintereinander geschichtet. Nach der Peripherie hin nimmt ihre Zahl beträchtlich ab, und diese Abnahme wird durch eine dichtere Lagerung von Muskulatur ausgeglichen. Der Strukturwech-



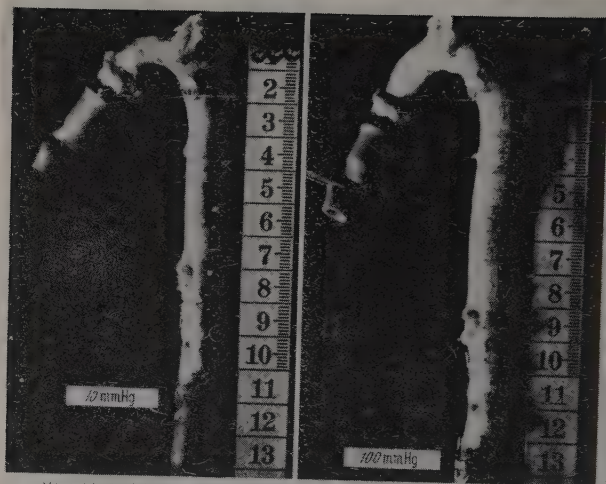


Abb. 1. Die abgedehnte Aorta rinet teiles Torsion bei Füllungsdrücken von 10 u. 100 mm Hg.

sel zum rein muskulären Typ vollzieht sich wie beim Erwachsenen sprunghaft an einem ganz bestimmten Punkt (MAYERSBACH). Der distal von diesem Punkt gelegene Teil besteht beim Neugeborenen nur noch aus dem Endothel und einer elastischen Haut, in der Media vorwiegend aus Muskulatur.

Tabelle 1: Gefäßwanddicken in mm (nach KANI aus BROCK)

Alter in Jahren	Art.pulm.	Aorta ü. Klappen	Carotis com.
1-2	0,79	0,83	0,55
3-4	0,91	1,14	0,59
5-6	0,66	1,23	0,60
7-8	0,72	1,36	0,89
9-10	1,16	1,39	0,79

Auch die absolute Weite der Arterien nimmt während des Wachstums ständig zu. Sie bleibt allerdings im Vergleich zur Körperlängenzunahme, also in ihrer relativen Weite, deutlich zurück. Darauf wies besonders BENECKE hin. Er schrieb, daß die relative Weite in der Kindheit vorwiegend eine umgekehrte Entwicklung erkennen läßt, d.h. dieses Maß nimmt ab (Tabelle 2).

Allerdings zeigen nicht alle Arterien eine gleichartige Veränderung. Einzelne, z.B. die Arteria pulmonalis, die Aorta ascendens und die Carotis nehmen anfänglich auch in ihrer relativen Weite zu, um dann nach ungefähr zwei Jahren der allgemeinen Entwicklung zu folgen. Dies ist wahrscheinlich auf ihre stärkere Durchströmung nach der postfetalen Kreislaufumstellung mit Schluß des Ductus Botalli zurückzuführen. Einen stetigen Abfall der relativen Umfangsweite weist dagegen die Aorta abdominalis auf.

Tabelle 2: Relative Arterienweite in ‰ der Körperlänge
(nach F.W.BENECKE aus BROCK)

Alter	Art.pulm.	Aorta		Iliaca	Carotis
		asc.	thorac.	com.sin.	
Totgeb.	47,6	37,5	32,4	-	-
1/2 - 3 Mon.	48,8	42,2	33,5	13,3	15,7
4 - 12 Mon.	49,0	45,2	31,0	13,4	16,6
2 Jahre	50,9	46,9	31,7	12,9	17,5
3 "	47,7	43,9	30,7	11,5	16,7
4 "	42,4	41,8	28,1	11,7	14,5
6 "	40,9	38,9	26,2	11,0	12,9

Ein Vergleich der absoluten Umfänge im ersten Jahr zeigt dementsprechend bei der Aorta ascendens eine Zunahme um 50%, während die Maße der Aorta abdominalis ziemlich unverändert bleiben (KÖTTGEN).

2. Pulsdruckwelle und Pulswellengeschwindigkeit

a) Allgemeine Aussagen über die Physiologie des Pulses (LANDOIS-ROSEMANN)

Als Ursache für die Strömung des Blutes kann der Druckunterschied am Anfang der großen Arterien und am Ende der großen Venen angesehen werden. Durch die Tätigkeit des Herzens wird dieser Unterschied aufrecht erhalten. Die ausgeworfene Blutmenge wird zum Teil im Anfangsteil der großen Arterien durch Dehnung ihrer elastischen Wand gespeichert (Windkessel bei der Feuerspritze oder Windlade der Orgel, nach E.H.WEBER, 1871) und während der Diastole durch die Druckwirkung der gesteigerten Wandspannung kontinuierlich weitergetrieben. Somit wird der stoßweise Bluteinwurf des Herzens in einen gleichmäßigen Abstrom umgewandelt. Um diese Umwandlung gleichmäßig zu erfüllen, muß im Windkessel zunächst der notwendige hydraulische Druck erzeugt werden. Die Geschwindigkeit hat am Anfang des Windkessels während der Ruhezeit den Wert Null. Am Ende des Windkessels strömt die Flüssigkeit auch während der Ruhe. In Verbindung mit der Pulswellenlehre hat O.FRANK die Funktion der herznahen Arterien, besonders die der Aorta, ausführlich beschrieben. Zur Charakterisierung des arteriellen Windkessels bestimmte er

den Volumelastizitätskoeffizient E' als Differenzenquotienten von Druck- zu Volumenänderung. Die Berechnungen von O.FRANK, die auf Dehnungsversuchen an der Leichenaorta basieren, wurden durch die sphymographischen Untersuchungen der letzten zwanzig Jahre vollauf bestätigt. Danach nimmt die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Schlauchwellen direkt proportional der Wandelastizität und dem Schlauchdurchmesser zu (E.H.WEBER). Die Wellengeschwindigkeit ist also proportional der Quadratwurzel aus der Wandelastizität und der Röhrenweite (KÖTTGEN).

Die wirksame Länge des Windkessels rückt mit der Altersveränderung der großen Gefäße immer weiter in die Peripherie vor. Beim Kind und Jugendlichen reicht der Windkessel nur wenig über die Teilung der Aorta in die Arteriae iliacae etwa bis 15 Zentimeter oberhalb des Leistenbandes hinaus. Im Bereich der Arteria iliaca gehen die Arterien vom elastischen Typ über in den vorwiegend muskulären Typ. Andererseits erfolgt an dieser Stelle auch eine verhältnismäßig starke Aufspaltung des Gefäßbaumes, die mit einer merklichen Querschnittserweiterung verbunden ist.

Wegen der stoßweisen Förderleistung des Herzens unterliegt der Druck im arteriellen Gefäßsystem dauernden Schwankungen. Diese pulsatorische Druckschwankung pflanzt sich in Form einer flachen Welle mit einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von 6-10 m/sec. fort. Überall dort, wo sie eintritt, erzeugt sie eine elastische Dehnung der Gefäßwand.

Parallel zur Änderung des histologischen Aufbaus fand O.GAUER im Gebiet der Arteria iliaca beim Menschen einen steilen Anstieg der Pulswellengeschwindigkeit. Sie steigt von der Arteria iliaca bis zur Femoralis auf den doppelten Wert an, um sich dann im Bereich der Beinarterie wieder in konstanter Linie zu verhalten.

Einzelwerte der Wellengeschwindigkeit besagen wenig, da die Schwankungsbreite in allen Arterien, besonders in denen des muskulären Typs außerordentlich groß ist. Untersuchungen von A.L.Müller und K.WEZLER ergaben, daß bei der gleichen Person unter Einhaltung aller geforderten Ruhebedingungen die Abweichung vom Mittelwert bis zu 20% und mehr beträgt. Als verantwortlich dafür können Schwankungen des Elastizitätsmoduls unter Einfluß von Blutdruckänderungen oder Änderungen des Tonus der glatten Muskulatur gemacht werden. Daraus ergibt sich, daß die Wellengeschwindigkeit in verschiedenen Arterien nur dann miteinander verglichen werden kann, wenn sie unter Ausschluß solcher Einflüsse, also streng gleichzeitig bei einer bestimmten Körper- und Gliederhaltung gemacht wird (WEZLER-BÖGER).

Werden alle diese Voraussetzungen berücksichtigt, dann ist nach Wezler das Verhältnis der Wellengeschwindigkeiten (c) in der Armarterie und in der Aorta - Art. iliaca eine Funktion des Alters. Ein einheitlicher, für alle Altersstufen gültiger Wert läßt sich demzufolge nicht angeben. Wir können also nur von einem normalen Durchschnittswert in einem bestimmten Lebensabschnitt beim gesunden Menschen sprechen. Der Quotient $\frac{c\text{-Radialis}}{c\text{-Aorta}}$ nimmt von der Kindheit bis ins hohe Alter von 1,69 auf 0,9 ab.

Auch der Quotient $\frac{c\text{-Beinpartie}}{c\text{-Aorta}}$ zeigt einen ähnlichen Altersgang von etwa 1,8 bis auf etwa 1,1, wie ebenfalls nachgewiesen wurde. Die stärkere Ausbildung der Muscularis an der Beinarterie mag den Unterschied der Wellengeschwindigkeit gegenüber der Arteria radialis erklären (WEZLER-BÖGER).

Beim Fühlen des Pulses an zwei Arterien in verschiedener Entfernung vom Herzen ist jedoch der Zeitunterschied wegen der großen Geschwindigkeit kaum wahrnehmbar. Diese Geschwindigkeit für die Fortpflanzung der Puls-welle hängt vor allem von der Elastizität der Gefäßwand ab, diese wiederum wird beeinflußt von dem Kontraktionszustand der glatten Gefäßwandmuskulatur. Außerdem nimmt mit steigendem Druck die Geschwindigkeit der Puls-welle zu.

b) Die Pulswellengeschwindigkeit während der ersten Lebensjahre in der Literatur

Die Pulswellengeschwindigkeit kann also als Maß der Volumendehnbarkeit des arteriellen Windkessels angesehen werden. Sie nimmt unter den Kreislauf-werten eine Sonderstellung ein. Schon ROMINGER hatte auf die niedrige Pulswellengeschwindigkeit in der Armarterie des Kleinkindes hingewiesen. Seine Feststellung wurde später von anderen Autoren bestätigt. Bei den untersuchten Kindern von 2-14 Jahren wiesen die Messungen Werte von 420 und 460 cm/sec. auf, die deutlich unter denjenigen des Erwachsenen liegen. Es zeigte sich, daß die Pulswellengeschwindigkeit laufend ansteigt bis in eine Größenordnung, die den WEZLERSchen Befunden entspricht, ebenso den Untersuchungsergebnissen von HALLOCK, ROMINGER, MEYER und auch KIRCHHOFF.

Eine große Überraschung brachten allerdings die Ergebnisse von GRASER, der bei ganz jungen, gesunden Säuglingen und Kleinkindern in vollkommener Ruhe und Entspannung, ohne Anwendung von Sedativa ebenso hohe Werte fand wie beim Erwachsenen. Die Fortpflanzungsgeschwindigkeit des Pulses in der Aorta bzw. zwischen der Arteria carotis und der Arteria femoralis liegt während des ersten Lebensjahres höher als in der späteren Kindheit. Die Werte

für gesunde Säuglinge schwanken im ersten Trimenon zwischen 650 und 560 cm/sec. Die Pulswellengeschwindigkeit nimmt dann im Verlauf der ersten fünf bis sechs Lebensjahre ab und beträgt beim etwa sechsjährigen Kind ungefähr 420 cm/sec. Die Alterskurve der Wellengeschwindigkeit stimmt in ihrem weiteren Verlauf mit der von WEZLER und STANDL weitgehend überein (GRASER) (siehe Abb. 2).

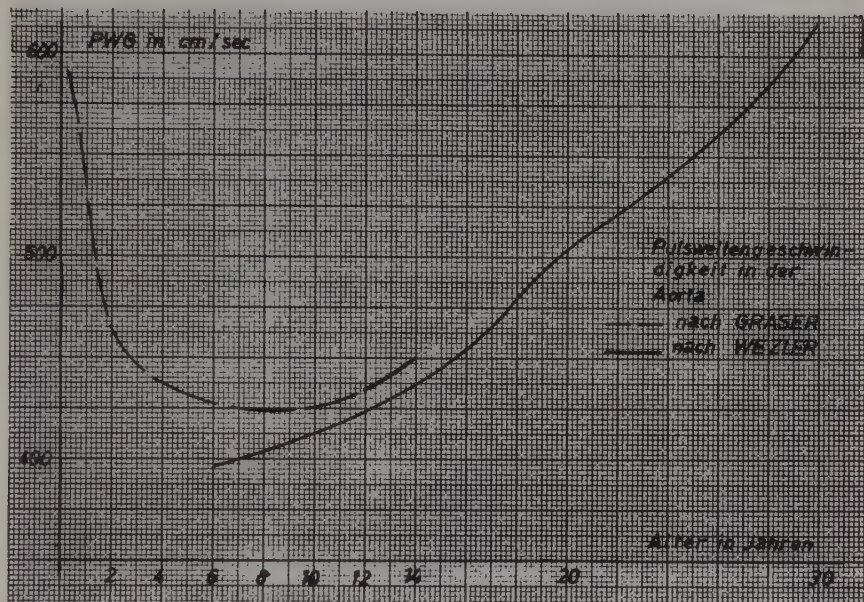
Tabelle 3: PWG von 18 normalen Säuglingen und Kindern in der Aorta (nach F. GRASER)

Nr.	Alter	PWG (cm/sec)
1.	3 Wochen	590
2.	3 Wochen	580
3.	3 Monate	550
4.	4 "	560
5.	4 "	550
6.	7 "	540
7.	8 "	546
8.	13 "	510
9.	17 "	520
10.	23 "	470
11.	2 Jahre	460
12.	3 "	450
13.	4 "	439
14.	5 "	432
15.	6 "	428
16.	7 "	425
17.	10 "	425
18.	14 "	450

Im ersten Lebensjahr haben wir den stärksten Abfall, im Vergleich dazu ist die Abnahme der Pulswellengeschwindigkeit vom dritten bis fünften Lebensjahr sehr gering. Diese hohen Werte entsprechen denen von Erwachsenen im dritten bis vierten Lebensjahrzehnt. Nach den vorliegenden Ergebnissen muß beim Säugling mit einem hohen Elastizitätsmodul gerechnet werden, da dieser dem Quadrat der Pulswellengeschwindigkeit multipliziert mit der Dichte des Blutes entspricht (O. FRANK). Nach WEZLER hängt der Wert für die Wellengeschwindigkeit, wie schon vorher erwähnt, vom Dicken-Radiusver-

hältnis, vom intraarteriellen Druck und von der Wandbeschaffenheit und dem Kontraktionszustand der Muskularis ab. Es muß nun geklärt werden, welcher der vorliegenden Faktoren für die hohe Pulswellengeschwindigkeit im Kindesalter verantwortlich gemacht werden kann.

Eine Veränderung des Dicken-Radiusverhältnisses ist nach Angaben und Untersuchungen von KANI, BENECKE und SUTER nicht ausreichend begründet. Da der Blutdruck bei Säuglingen niedriger ist als im späteren Leben, ist auch der intraarterielle Druck nicht maßgebend für die hohe Pulswellengeschwindigkeit der ersten Lebensjahre. Demnach ist das elastische Verhalten der Aortenwand und die Wandbeschaffenheit der herznahen Gefäße für den hohen Elastizitätsmodul des arteriellen Windkessels verantwortlich, zumal einschlägige Untersuchungen von ROLLHÄUSER, MEYER und DRAGENDORFF dies vollauf bestätigen. Der hohe Strömungswiderstand im frühen Kindesalter beruht demnach nicht nur auf einem geringen Querschnitt der peripheren Strombahn, sondern auch auf einem größeren elastischen Widerstand, d.h. auf einer "Härte" des Windkessels, die in der erhöhten Pulswellengeschwindigkeit ihren Ausdruck findet (GRASER).



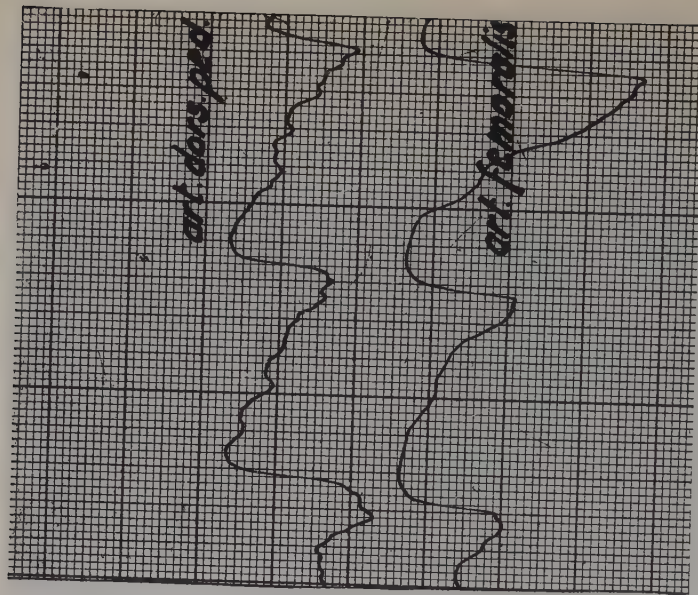
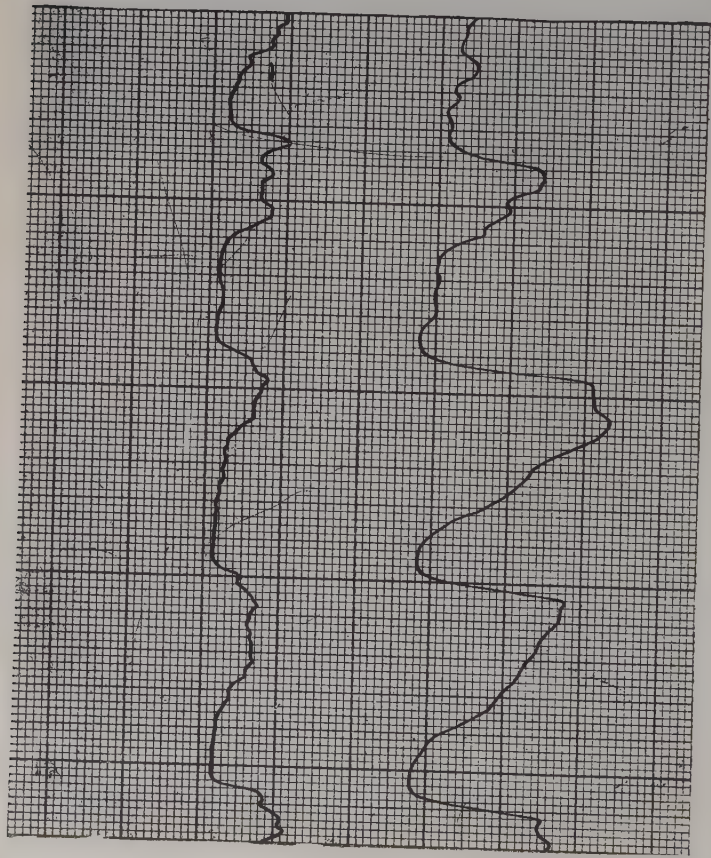


Abb. 3: Pulskurven der Beinarterie
Kindes. PWG 441 cm/sec.

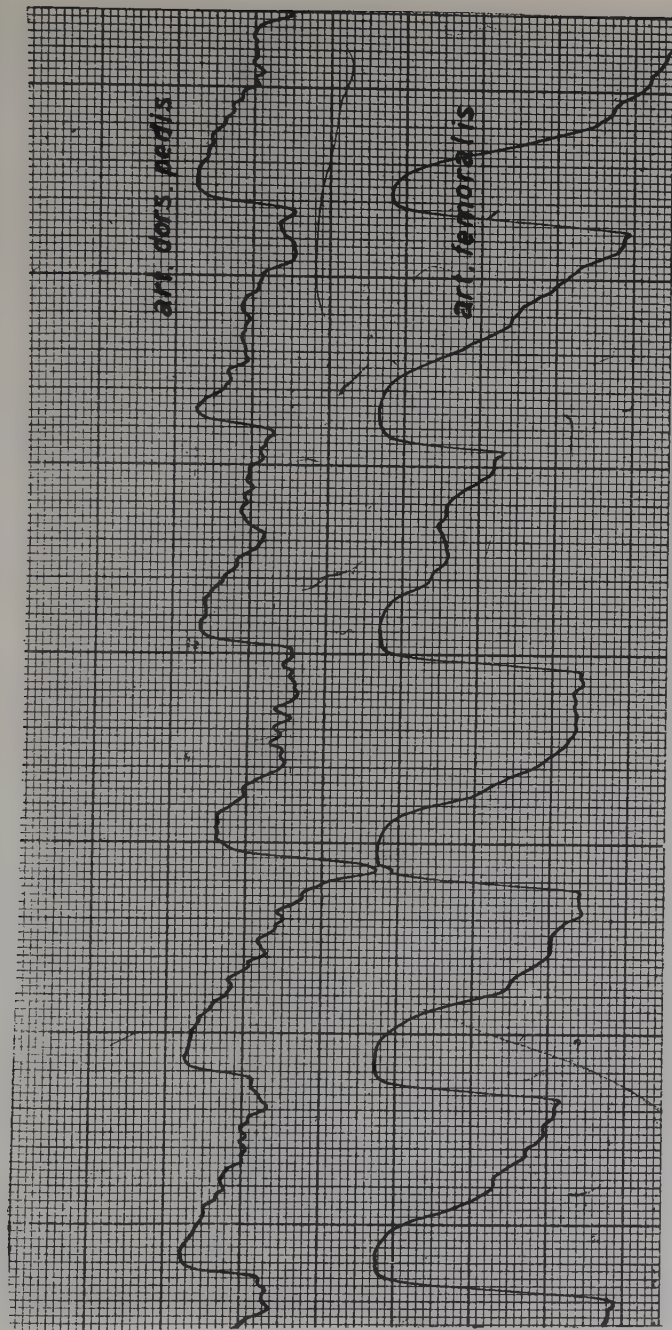
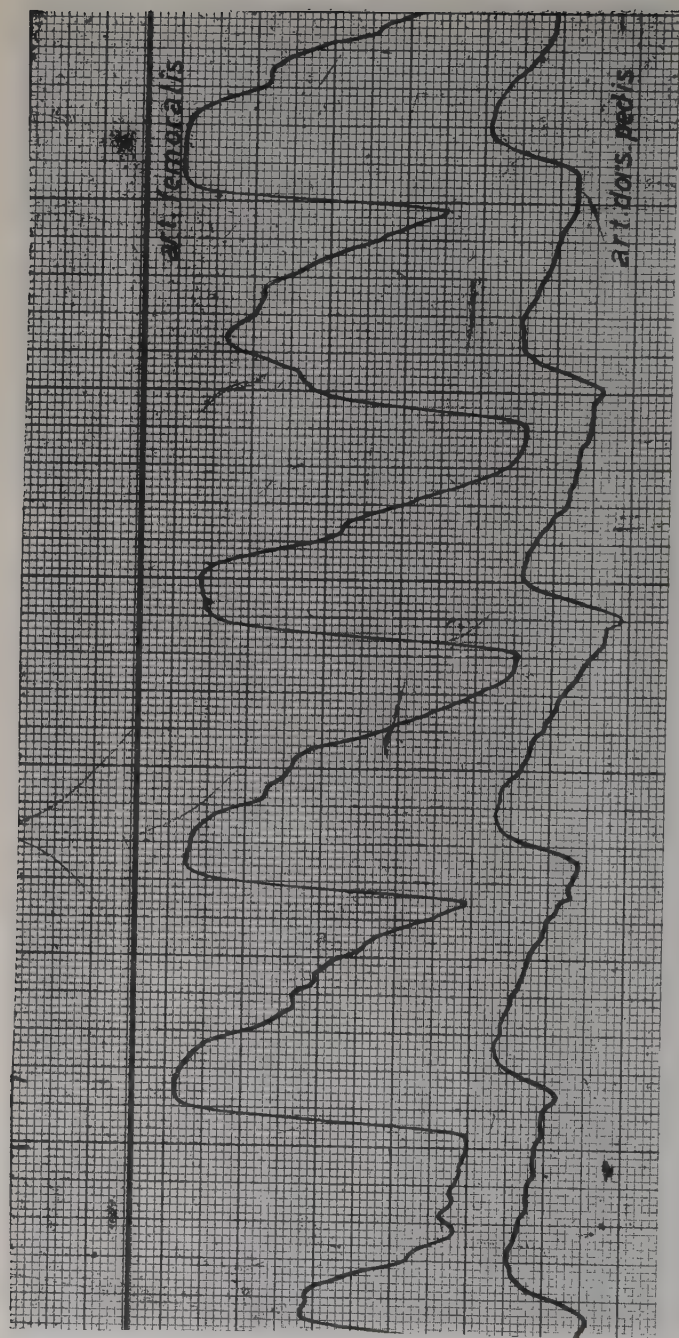


Abb. 4: Pulskurven der Beinarterie eines 20 Mon.
Kindes. PWG 540 cm/sec



A bb. 5: Pulskurven der Beinarterie eines 3 Jahre alten Kindes. PWG 650 cm/sec.

PWG in cm/sec

Pulswellengeschwindigkeit
beim Kleinkind in verschie-
denen Arterien

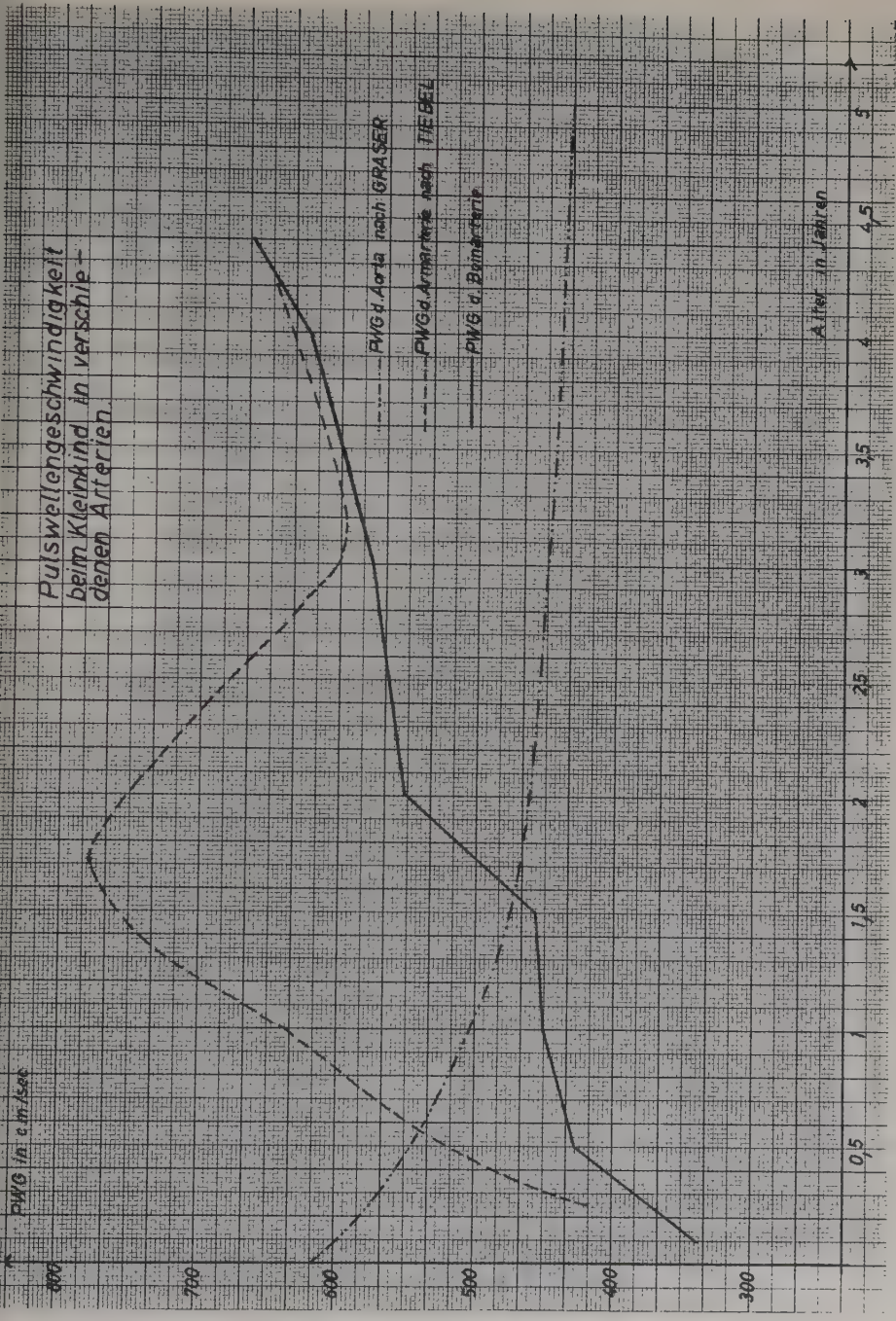
PWG Aorta nach GRASER

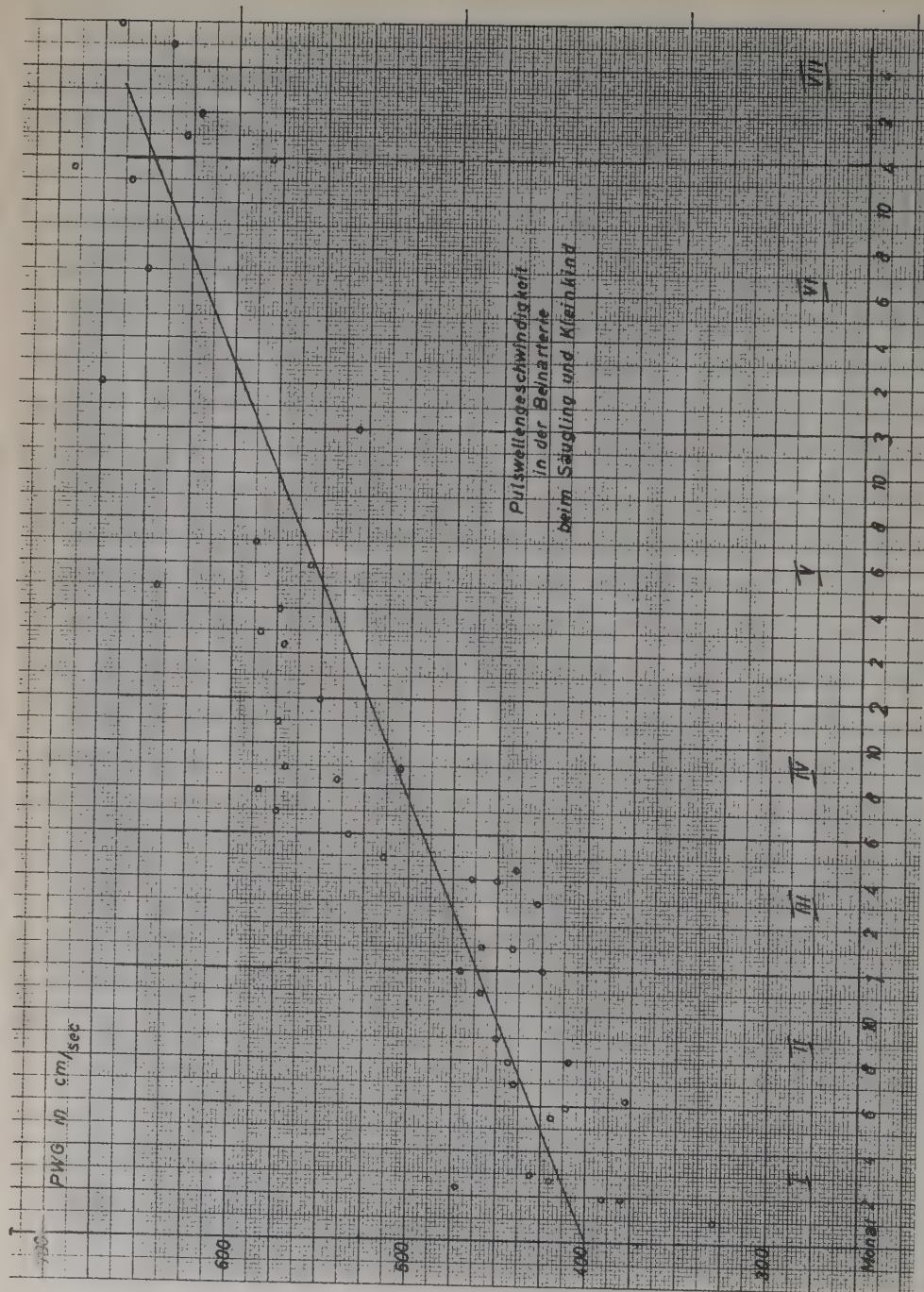
PWG Arterien nach TIEBEL

PWG d. Beinarterie

Alter in Jahren

0,5 1 1,5 2 2,5 3 3,5 4 4,5 5





III. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

1. Methode der Messung der Pulswellengeschwindigkeit

Die Pulswellengeschwindigkeit c errechnet sich aus dem Quotienten der Länge der Arterie l zwischen den beiden Pulsabnahmestellen und der Pulszeitverspätung des peripheren gegenüber dem zentralen Puls.

Also:

$$c = \frac{l}{\Delta t}$$

Unter Δt versteht man die Zeitspanne vom Erscheinen der Pulswelle an der Abnahmestelle der Arteria femoralis ungefähr 2 cm unterhalb des Leistenbannes bis zu ihrem Auftreten an der vom Herzen weiter entfernten Abnahmestelle der Arteria dorsalis pedis auf der Mitte des Fußrückens des Kindes. Dieser Wert ist abhängig vom Alter, vom Blutdruck, vom Zustand des Gefäßsystems und von nervalen Einflüssen (WEZLER-BÖGER, BLUMBERGER). WEZLER erwähnt, daß die wirkliche Gefäßlänge von der Arteria femoralis bis zur Arteria dorsalis pedis projiziert auf die Oberfläche des Beines, um einige Zentimeter von den gemessenen Werten abweichen könne; dies spielt aber bei Untersuchungen an einer Person keine Rolle, wenn sie streng gleichzeitig bei einer bestimmten Körper- und Gliederhaltung gemessen wird. Die Wellengeschwindigkeit in verschiedenen Arterien kann nur dann miteinander verglichen werden, wenn alle störenden Einflüsse ausgeschaltet sind. Nach WEZLER sind daher drei Bedingungen unbedingt einzuhalten:

1. Konstanz der Körperlagen in allen zu vergleichenden Versuchen;
2. Konstanz oder bestimmte Definition der Gliederhaltung (Streckung, stärkere oder leichtere Beugung);
3. streng gleichzeitige Bestimmung der Wellengeschwindigkeit der Arterien, da bekanntlich die Pulswellengeschwindigkeit auch zeitlich gewissen Schwankungen unterworfen ist. Es müssen also die Messungen der Pulsverspätungen stets nur an streng gleichzeitig registrierten und zusammengehörigen Pulsen ausgeführt werden.

Als Aufnahmegerät diente ein mehrfach schreibender EKG-Apparat (Hellige Multi-Cardiotest 9900/5). Die Amplitudeneinstellung über dem Registrierverstärker konnte so gewählt werden, daß genügend große Ausschläge erzielt wurden. Zur Abnahme der Pulse wurden die mit einer Gummimembrane überzogenen FRANKSchen Kapseln benutzt, die mit einem bestimmten kon-

stanten Druck aufgesetzt und über der Arterie absolut ruhig gehalten werden mußten, um überhaupt eine getreue Aufzeichnung zu erzielen. Der aufgenommene Puls wurde über eine Lufttransmission auf Piezzoquarze geleitet, die endständig im Zuleitungsschlauch angebracht war. So wurden die Druckschwankungen in der Luftsäule in elektrische Stromschwankungen umgewandelt und verstärkt dem Schreibsystem zugeleitet. Die Laufgeschwindigkeit des Registrierpapiere betrug 50 mm/sec.

Da die Amplitudengröße beim Säugling außerordentlich klein, der Wendepunkt recht unscharf markiert ist, erwies sich das Verfahren nach FRANK und WEZLER als zu ungenau. Nach O. FRANK und WEZLER erfolgt die Messung an einem Punkt im Anstieg beider Kurven, der das untere Fünftel der Gesamtamplitude darstellt. Dadurch sind subjektive Fehler bei genügender Pulsamplitude nahezu ausgeschaltet. Da dieses Vorgehen auf Schwierigkeiten stieß, wurde eine Tangente an den steilen Anstieg der Pulswelle gelegt und somit der Fußpunkt der Pulskurve markiert, um zwei korrespondierende Punkte des Carotis- und Femoralispulses festzulegen. Im weiteren Verlauf der Messungen und bei der Berechnung von Δt hielt man sich an das Prinzip von WEZLER.

Die Kinder wurden auf dem Untersuchungstisch gelagert und die Aufsatzstellen für die FRANKschen Puls kapseln gesucht. Der Femoralispuls war in der Regel leicht auffindbar, wogegen das Er tasten des Fußpulses manchmal erhebliche Schwierigkeiten bereitete infolge des ausgeprägten Fettpolsters oder der Unruhe der Kinder. Das Verhalten und die Reaktion der untersuchten Kinder war überhaupt außerordentlich maßgebend für alle Untersuchungsvorgänge. Ungenauigkeiten durch Strampelbewegungen, Bauchatmung und Abwehrspannung konnten nicht immer vermieden werden. Wurden die Kinder beim Aufsetzen der Kapsel allzu unruhig, mußte der Versuch abgebrochen oder unterbrochen werden. Es wurden nur Kurven vollkommen kreislaufgesunder Kinder ausgewertet, die außerdem einen normalen Entwicklungsstand aufwiesen.

2. Ergebnisse und ihre Berechnungen:

Ziel der Arbeit war es, die Pulswellengeschwindigkeitsabhängigkeit vom fortschreitenden Alter beim Säugling und Kleinkind zu bestimmen. Dazu wurden, wie in der Beschreibung der Meßmethodik angegeben, bei 47 Kindern, die diesem Altersbereich angehörten, Messungen durchgeführt.

Einzelne Kontrollmessungen der Pulswellengeschwindigkeit in der Aorta brachten eine weitgehende Übereinstimmung mit den beschriebenen Ergebnissen

von GRASER, KEUTH und TIEBEL. Daher schien es nicht erforderlich, diese Untersuchungen bei allen Kindern nochmals durchzuführen.

Um einen möglichst klaren Überblick zu schaffen, wurden die untersuchten Kinder in 7 Gruppen eingeteilt. Tabelle 4 zeigt die ermittelten Werte während der ersten 6 Lebensmonate. Das niedrigste Ergebnis lag bei 341 cm/sec., das höchste für dieses Alter bei 476 cm/sec. Der letztere Wert dürfte ein wenig hoch sein, ist jedoch durch die größere Unruhe und psychische Beeinflussung des vierten Patienten zu erklären.

Tabelle 4:

Name	Alter	Länge: Femoralis- Dors.-ped.	PWG cm/sec.
B.F.	1 Mon.	20,5 cm	341
B.K.	2 Mon.	22,8 "	380
J.G.	2 Mon.	23,6 "	393
P.M.	2,5 Mon.	23,8 "	476
K.U.	2,75 Mon.	25,5 "	425
O.M.	3 Mon.	25,5 "	430
F.R.	5,5 Mon.	29,5 "	421
C.K.-D.	6 Mon.	29,0 "	414

Im zweiten Lebenshalbjahr steigt die Kurve weiter stark an und erreicht im Alter von einem Jahr einen Höchstwert von 458 cm/sec.

Tabelle 5:

Name	Alter	Länge: Femoralis- Dors. ped.	PWG cm/sec.
K.K.	6,2 Mon.	26,5 cm	378
K.C.	7 Mon.	26,5 "	441
M.P.	8 "	26,5 "	445
S.S.	8 "	29,0 "	414
D.E.	9 "	27,0 "	450
B.M.	11 "	27,5 "	458
W.R.	12 "	34,0 "	425

Die nächsten sechs Monate zeigen kaum einen Anstieg der Pulswellengeschwindigkeit. Einzelne stärker abweichende Werte sind auf die schon vorher erwähnten Gründe zurückzuführen und können demnach den allgemeinen Verlauf der Kurve nicht beeinflussen.

Tabelle 6:

Name	Alter	Länge: Femoralis- Dors.ped.	PWG cm/sec.
M.F.	1 J.	33,0 cm	471
D.F.	1 J. 1 Mon.	32,0 "	457
C.A.	1 J. 1 Mon.	31,0 "	442
S.T.	1 J. 3 Mon.	34,5 "	431
E.T.	1 J. 4 Mon.	32,5 "	464
S.R.	1 J. 4 Mon.	31,5 "	450
H.S.	1 J. 4,5 Mon.	35,3 "	441
M.H.	1 J. 5 Mon.	31,0 "	516

Nun erreicht die Kurve die 500 cm/sec.-Grenze. Wir finden Werte von 507 cm/sec. bis zu 583 cm/sec.

Tabelle 7:

Name	Alter	Länge: Femoralis- Dors.ped.	PWG cm/sec.
B.G.	1 J. 6 Mon.	32,0 cm	533
R.B.	1 J. 7 Mon.	34,5 "	575
B.G.	1 J. 8 Mon.	35,0 "	583
S.R.	1 J. 8,5 Mon.	37,0 "	540
B.J.	1 J. 9 Mon.	38,5 "	570
I.S.	1 J. 9 Mon.	35,5 "	507
B.J.	1 J. 11 Mon.	34,5 "	575

Das bisherige Bild des steilen Anstiegs wird nun wiederum von einer geringeren Differenz der Werte abgelöst. Von 552 cm/sec. bis 588 cm/sec. sehen wir keinen allzu großen Unterschied.

Tabelle 8:

Name	Alter	Länge: Femoralis- Dors.ped.	PWG cm/sec.
N.R.	2 J. 0 Mon.	44,2 cm	552
M.B.	2 J. 2,5 Mon.	34,3 "	571
W.M.	2 J. 3 Mon.	35,0 "	583
S.D.	2 J. 4 Mon.	40,3 "	575
K.U.-G.	2 J. 5 Mon.	38,5 "	641
D.P.	2 J. 6 Mon.	39,0 "	557
F.H.	2 J. 7 Mon.	41,2 "	588

Auch das vierte Lebensjahr fällt nicht durch einen steilen Anstieg der Puls-
wellengeschwindigkeit auf, und die Kurve der Fünfjährigen geht in die von
WEZLER und STANDL gezeichnete über.

Tabelle 9:

Name	Alter	Länge: Femoralis- Dors.ped.	PWG cm/sec.
K.U.	3 J. 0 Mon.	48,0 cm	533
K.G.	3 J. 2 Mon.	40,5 "	675
W.L.	3 J. 7 Mon.	52,0 "	650
A.E.	3 J. 11 Mon.	52,0 "	660
S.F.	3 J. 11,5 Mon.	48,5 "	692

Tabelle 10:

Name	Alter	Länge: Femoralis- Dors.ped.	PWG cm/sec.
H.P.	4 J. 0 Mon.	49,0 cm	580
M.S.	4 J. 1 Mon.	50,5 "	631
O.M.	4 J. 2 Mon.	56,0 "	622
W.M.	4 J. 5 Mon.	63,8 "	638
K.V.	4 J. 6 Mon.	60,0 "	666

Der spätere Altersgang der Kurven wurde ausführlich von WEZLER und BÖGER beschrieben, daher erübrigten sich weitere Messungen der Pulswellengeschwindigkeit.

Die festgestellten Werte wurden im Diagramm Abb. in Abhängigkeit vom Alter graphisch dargestellt. Der Punkteschwarm zeigt bei grober Übersicht, daß die PWG mit fortschreitendem Alter ansteigt. Eine gewisse Streuung ist wie bei allen biologischen Messungen zu erwarten. Nun stellt sich die Aufgabe, durch statistische Methoden das durchschnittliche Verhalten der PWG zu bestimmen. Zu diesem Zweck wurde die lineare Regressionsgleichung des Punktediagramms errechnet. Es handelt sich hierbei um ein Polynom 1. Grades von der Form $y = a + bx$, dabei stellt y die Ordinate (Pulswellengeschwindigkeit) und x die Abszisse (Alter) dar. Der Wert b ist der sogenannte Regressionskoeffizient, der angibt, wieviel cm/sec. die PWG im Mittel zunimmt, wenn das Alter um eine Einheit erhöht wird. a ist die Konstante, die aus der Beziehung $a = y - bx$ bestimmt wird. Diese lineare Gleichung wird so errechnet, daß die Summe der Abweichungsquadrate der gemessenen Werte von den Punkten mit gleichem Argumentwert aus der Regressionsgeraden ein Minimum ergibt. Der Wert von b wurde mit 64,381 bestimmt und die gesamte lineare Regressionsgleichung lautet: $y = 64,381 x + 401$.

Das bedeutet, daß die PWG pro Altersjahr um ein bestimmtes Mittel, also um 64,38 cm/sec. zunimmt. In Anbetracht der eingangs erwähnten biologischen Streuung der Meßwerte ist diese Aussage natürlich mit einer gewissen Unsicherheit belastet. Ein Maß für die Strammheit der untersuchten Beziehung gibt uns der Korrelationskoeffizient. Er berechnet sich zu $r = 0,899$. Zur Erklärung dieses Koeffizienten ist zu sagen, daß er zwischen -1 und +1 liegen kann. Er ist positiv, wenn den hohen Werten der einen Variablen hohe Werte der anderen Variablen entsprechen. Er ist negativ im umgekehrten Falle. Der Wert liegt um so näher bei ± 1 , je straffer die Beziehung ist. Dem Fehlen einer Korrelation entspricht nicht der Wert Null des Koeffizienten. Die von uns untersuchte lineare Beziehung hat einen Wert r von fast 0,9; die angenommene lineare Beziehung ist dementsprechend relativ straff. Zur Prüfung dieses Wertes auf Signifikanz nehmen wir die t-Verteilung zu Hilfe. Der Wert t wird berechnet zu

$$t = \frac{r \sqrt{n - 2}}{\sqrt{1 - r^2}} = 13,792$$

Der Tafelwert für eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,1% und $n - 2 = 45$ Freiheitsgeraden beträgt 3,520. Dieser Wert wird aber bei weitem überschritten. Es liegt also eine signifikante lineare Korrelation vor.

IV. BESPRECHUNG DER ERGEBNISSE

Die vereinzelt durchgeführten Messungen und Untersuchungen der Pulswellengeschwindigkeit der Aorta brachten, wie schon erwähnt, eine vollkommene Bestätigung der Ergebnisse von GRASER, KEUTH und TIEBEL. Es wurde festgestellt, daß die Werte nach der Geburt am höchsten sind, um dann ständig abzufallen bis zu einem Alter von sechs Jahren. Hier erreicht die Kurve ihren Tiefpunkt und steigt allmählich wieder an. Daraus ist unter Berücksichtigung des Verhaltens des Blutdrucks im Kindesalter zu schließen, daß die Wandelastizität sich anders verhalten muß, als es frühere Autoren annahmen. Die Meinung, daß die Aorta im Säuglings- und Kleinkindesalter besonders dehnbar sei, konnte nach Veröffentlichung der neueren Ergebnisse nicht mehr gehalten werden. Möglicherweise beruhte diese irrige Meinung auf einem falschen Verständnis der Elastizität. Die hohe Pulswellengeschwindigkeit der Aorta spricht also für einen außerordentlich hohen Elastizitätsmodul.

Dieser zunächst überraschende Befund war nach den vorliegenden Ergebnissen nicht zu erwarten. Inzwischen haben jedoch morphologische und histologische Untersuchungen von ROLLHÄUSER, MEYER und SIMON eine Fundierung dieser klinisch-physiologischen Ergebnisse insofern gebracht, als sie zeigten, daß die Aortenwand des Säuglings eine besondere Festigkeit und Stärke, dank einer großen Materialreserve vor allem der elastischen Wandstruktur aufweist. Diese elastische Eigenschaft des Windkessels kann durchaus als zweckmäßig angesehen werden, zumal dadurch das mit hoher Frequenz in den Windkessel geworfene Schlagvolumen verhältnismäßig rasch abfließt. Es mag als Beweis für einen ziemlich starren Windkessel gelten, dieser wiederum setzt einen hohen Elastizitätsmodul voraus.

Wie schon oben erwähnt, schrieb ROLLHÄUSER, daß die Neugeborenen-Aorta zwei- bis dreifach zugfester ist als die Aorta des Erwachsenen. Die zunächst deutlich dichtere Textur der Gefäßwand (sinnvolle Materialreserve) entfaltet sich erst im Laufe der ersten Jahre, was sich auch auf die Zunahme der Dehnbarkeit auswirkt. SIMON und MEYER fiel auf, daß die Gefäß-

wandquerschnitte der Neugeborenen-Aorten nur knapp um die Hälfte dünner waren als die bei Erwachsenen. Im Verlauf der Wachstumsperiode muß also eine allmähliche Auflockerung der Wand und somit eine Zunahme der Volumen-Dehnbarkeit der Aorta eintreten. Auch das Fassungsvermögen der Neugeborenen-Aorta von 8 ccm vermehrt sich bis Ende des ersten Lebensjahres auf 15 ccm und ist beim Abschluß des Wachstums auf das Zwanzigfache des anfänglichen Arotenvolumens angewachsen. Das Wanddickenverhältnis vermindert sich also zugunsten des Lumens und somit zur Verlangsamung der Pulswellengeschwindigkeit (GRASER: Dicken-Radiusverhältnis).

Da jedoch alle diese histologischen Ergebnisse und angegebenen Durchschnittswerte von postmortal zusammengefallenen Gefäßen ermittelt wurden, bezweifelte MEYER, ob diese Verhältnisse denen in vivo völlig entsprechen. Die genaue Wanddicke der Windkesselarterien und überhaupt aller anderen Gefäße und ihre Abwandlung mit fortschreitendem Alter seien nach wie vor noch nicht genau bekannt, zumal sich die Leichenaorta nicht sicher mit der in vivo gleichstellen läßt.

WEZLER und BÖGER nahmen nach Angaben von BENNINGHOFF an, daß sich der Übergang vom elastischen zum muskulären Gefäß an der Aortenteilung befände. ROTTER und ROTTMANN konnten jedoch durch ihre Untersuchungen bei Säuglingen und Erwachsenen beweisen, daß dieser Wechsel erst am Ende der Arteria iliaca communis kurz vor der Teilung in die Arteria iliaca externa und interna stattfindet. MAYERSBACH teilte mit, daß im Kindesalter bei den Extremitätenarterien der äußere elastische Anteil infolge der Länge der Strombahn und der Kürze des zentralen Windkessels seine Stärke nur langsam verliert. Für die Gesamtwindkesselwirkung dürfte demnach nicht nur die Aorta, sondern zum Teil auch die peripheren Arterien maßgebend sein.

Das Dicken-Radiusverhältnis spielt, abgesehen vom Blutdruck und der Wandspannung, für die Wellengeschwindigkeit eine wesentliche Rolle. Bei einer geringeren Geschwindigkeit müßte das Gefäß physikalisch gesehen relativ weit sein. Nach Untersuchungen von BENECKE wird das Lumen der peripheren muskulären Arterien vom zweiten Lebensjahr ab relativ enger, während gleichzeitig die Media und in gewissem Grade auch die Intima an Dicke stark zunehmen. Dies läßt erwarten, daß es damit zu einem Anstieg der Pulswellengeschwindigkeit kommt, wie es sich auch tatsächlich nachweisen ließ.

Da nach eigenen Befunden und denen von TIEBEL die Pulswellengeschwindigkeit in den muskulären Arterien im ersten Lebensjahr sehr niedrig ist und nur langsam ansteigt, muß man in Übereinstimmung mit den morphologischen

Befunden annehmen, daß die Wand dieser Gefäße - im Gegensatz zur Aorta - keine große Materialreserve aufweist, sondern erst im Verlauf des frühen Kindesalters eine, dem weiteren Leben entsprechende Stärke gewinnt. Zugleich ergibt sich daraus, daß die muskulären Arterien beim Säugling eine höhere Dehnbarkeit als im weiteren Leben aufweisen, da die Pulswellengeschwindigkeit eine lineare Funktion des Spannungsmoduls bildet. Die erhöhte Dehnbarkeit dieser Gefäße ist nicht, wie ROMINGER meinte, in erster Linie auf den niedrigen Blutdruck zurückzuführen, der bekanntlich im Säuglingsalter nur wenig unter den Werten der folgenden Lebensjahre liegt, sondern auf die Wandbeschaffenheit. Auf Grund dieser Gegebenheiten stellt sich erneut die Frage nach der Begrenzung des arteriellen Windkessels im frühen Kindesalter.

V. ZUSAMMENFASSUNG

Diese Arbeit über die Pulswellengeschwindigkeit der Beinarterie sollte einen Beitrag zur funktionellen Kreislaufanalyse im frühen Kindesalter leisten. Die Pulswellengeschwindigkeit in der Aorta wurde bei etwa 10 Kindern, die der Beinarterie bei 47 Kindern von einem Monat bis zu vier Jahren, sechs Monaten gemessen. Die Werte der Aorta konnten die Ergebnisse von GRASER, KEUTH und TIEBEL bestätigen, während die in den Arterien des Beines gemessenen Werte den Ergebnissen, die ROMINGER und TIEBEL an der Armarterie fanden, weitgehend entsprachen. Demnach lassen sich die erhöhte Wellengeschwindigkeit in der Aorta und die erniedrigten Werte in den muskulären Gefäßen folgendermaßen in Einklang bringen:

Ein geringerer Spannungsmodul, d.h. eine dehnbarere Wand mit niedrigerem Dicken-Radius-Quotient ist für die niedrigere Pulswellengeschwindigkeit der Gefäße des muskulären Typs während der ersten Lebensjahre verantwortlich, während der hohe Spannungsmodul in der Aorta infolge der großen Materialreserve der Wand dieses Gefäßes die hohe Pulswellengeschwindigkeit zwischen Carotis und Femoralis bei Säuglingen erklärt.

VI. LITERATURVERZEICHNIS

1. BAUEREISEN, E.:
Archiv für Kreislaufforschung 14, 306 (1948)
2. BENECKE, F. W.:
Schr. Marburger Gesellschaft zur Förderung d. Naturwissenschaften (1879),
zit. nach Köttgen und Heck
3. BENNINGHOFF, A.:
Handbuch d. mikroskopischen Anatomie d. Menschen, Bd. VI, Teil 1,
S. 49-131 (1931)
4. BICK, H.-D. und JUNGSMANN, H.:
Z. für Kreislaufforschung 44, 81 (1955)
5. BLUMBERGER, K. J.:
Kreislaufmessungen, Werksverlag Dr. Edm. Banachewski, München 1958
6. BOCK, K.:
Verh. d. Dtsch. Ges. f. Kreislaufforschg., XVII, 222 (1951)
Verh. d. Dtsch. Ges. f. Kreislaufforschg., XVI, 140 (1950)
7. BOLT, W. und KLANTE, W.:
Z. für Kreislaufforschung 36, 374 (1944)
8. BROCK, J.:
Biolog. Daten für d. Kinderarzt, Bd. I, Kap. Kreislauf, S. 362 ff. (1959)
9. CHRISTENSEN, E. H.:
Herzminutenvolumen. Erg. Physiolog. 35 (1937), zit. nach Wezler-Böger
10. DRAGENDORFF, O.:
Handbuch der Anat. d. Kindesalters, Bd. II, München 1938
11. FISCHER, H.:
Morphol. Jahrb. 91, 394 (1951)
12. FLEISCH, A.:
Der normale Blutdruck, aus Bethes Handb. d. normalen u. path. Physiologie,
Bd. VII, Teil 2 (1926)
Gestalt und Eigenschaften d. peripheren Gefäßapparates, aus Bethes Hand-
buch, Bd. VII, Teil 2 (1926)

13. FRANK, O.:
Ergebn.d.Physiol. 3, 348 (1904), zit. nach Wezler-Böger
14. GÄNSHIRT, H.:
Morphol.Jahrb. 91, 394 (1951)
15. GRASER, F.:
Über d.Kreislauf im frühen Kindesalter, Gießen 1953

Der Kreislauf vom Säuglings- bis zum Pubertätsalter, aus Linneweh:
Physiologische Entwicklung des Kindes, Berlin-Göttingen-Heidelberg
1959.
Klin. Wschr., S.135 (1953)
Klin. Wschr., S.818 (1953)
Ann.paediat. 84, 65 (1955)
Z.f.Kinderheilkunde 85, 255-264 (1961)
16. GROLLMANN, A. und BAUMANN, H.:
Schlagvolumen und Zeitvolumen des gesunden und kranken Menschen,
Leipzig 1935, zit. nach Wezler-Böger
17. GROSSE-BROCKHOFF, F. und KAISER, K.:
Z.f.Kreislaufforschung 39, 489 (1950)
18. HALLOCK, Ph.:
Arch.intern.med. 54, 770 (1934), zit. nach Graser
19. HECK, W.:
Einführung in die Entwicklungsphysiologie des Kindes, aus Wiesner 44,
71, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1954
20. HESS, W.R.:
Die Gesetze der Hydrostatik und Hydrodynamik, aus Bethes Handb. der
normalen und pathologischen Physiologie, Bd.VII, Teil 2, S.890 (1927)
Die Verteilung von Querschnitt, Widerstand, Druckgefälle und Strömungs-
geschwindigkeit im Blutkreislauf, aus Bethes Handb., Bd.VII,
Teil 2, S.904 (1927)
Die Regulierung des Blutkreislaufes (1930), zit. nach Wezler-Böger
21. JORES, L.:
Handbuch d.spez.path.Anat.u.Hist., Bd.II, Berlin 1924

22. KANI, J.:
Virchows Archiv d.path.Anat. 201, 45 (1910)
23. KEUTH, U. und PEUSQUENS, M.:
Z.f.Kinderheilkunde 78, 379-400 (1956)
24. KIRCHHOFF, H. W. und JAKOBI, G. W.:
Z.f.Kinderheilkunde 70, 578 (1952)
25. KÖTTGEN, U. und BOLT, W.:
Biolog.Daten f.d.Kinderarzt, aus Brock, S.362 (1954)
26. KRICK, J.:
Archiv f.Kreislaufforschung 16, 145 (1950)
27. LANDOIS, L. - ROSEMAN, H. U.:
Lehrbuch der Physiologie, S.129-213 (1955)
28. MAYERSBACH, H.:
Anat.Anz. 102, 333-360 (1956)
29. MATTHES, H. U.:
Kreislaufuntersuchungen am Menschen mit fortlaufend registrierenden Methoden, Stuttgart 1951
30. MEYER, W. W.:
Verh.d.Dtsch.Ges.f.Kreislaufforschung 24,, 15-40 (1958)
Monatsschr.f.Kinderheilk. 112/2, 37-44 (1964)
31. MÜLLER, A.:
Abhandl.z.Mechanik d.Flüssigkeiten, Freiburg (Schweiz) u. Leipzig 1936
32. v.RECKLINGHAUSEN, H.:
Blutdruckmessung und Kreislauf in der Art.des Menschen, Dresden und Leipzig 1940
33. REICH, Th.:
Idee und Praxis d.med.Statistik, Bern und Stuttgart 1964
34. ROLLHÄUSER, H.:
Verh.anat.Ges. 49, 181 (1951), zit. nach Brock
Gegenbaurs Jahrbuch 93, 170-191 (1954)
35. ROMINGER, E. u. MEYER, H.:
Z.f.Kinderheilk. 52, 577 (1932)

36. ROTTER, W. und ROTTMANN, J.:
Archiv f.Kreislaufforschung 18, 76-83 (1952)
37. SCHELLONG, F.:
Die Regulationsprüfung des Kreislaufs, Leipzig und Dresden 1938
38. STARLING, E. H.:
Das Gesetz der Herzarbeit, Berlin und Leipzig 1923
39. THOMA, R.:
Beitrag zur pathologischen Anatomie und allgemeinen Pathologie 66,
377 (1920)
40. TIEBEL, W.:
Untersuchungen über die Pulswellengeschwindigkeit in den ersten Lebens-
jahren, Mainz 1962
41. TIETZE, K. - H.:
Über die Strömungsgeschwindigkeit des Blutes, Leipzig 1954
42. TIGERSTEDT, C.:
Gleichzeitige Registrierung des Pulses bei zwei verschiedenen Arterien,
Acta Societatis sc.f.Helsingfors 1918
43. WEBER, E.:
Grundriß d.biolog.Statistik f.Naturwissenschaftler, Landwirte und Medi-
ziner, Jena 1956
44. WETTERER, E. und PIEPER, H.:
Z.f.Biolog. Bd.106 (1953)
45. WEZLER, K. - BÖGER, A.:
Ergebn.d.Physiol. 41, 292-410 (1939)
Archiv f.exp.Pathologie, 184, 487 (1937)
46. WEZLER, K. und SINN, W.:
Das Strömungsgesetz des Blutkreislaufs, Aulendorf/Württ. 1953
47. WEZLER, K. und STANDL:
Z.f.Biologie 97, 265 (1936), zit. nach Graser
48. WIESENER, H.:
Einführung in die Entwicklungsphysiologie des Kindes, Berlin-Göttingen-
Heidelberg 1964

Es ist mir eine angenehme Aufgabe, an dieser Stelle Herrn Professor Dr. U. K ö t t g e n dafür zu danken, daß ich an seiner Klinik diese Arbeit anfertigen durfte, und daß er mir die Untersuchungen an den Säuglingen und Kindern gestattete. Gleichzeitig darf ich meinen Dank für die freundliche Übernahme des Korreferates aussprechen.

Für die Überlassung des Themas, die wertvollen Anregungen, die Literaturhinweise, die Erklärungen auf kreislaufphysiologischem Gebiet und die Einführung in die Untersuchungsmethoden im Kreislauflabor bin ich Herrn Professor Dr. F. G r a s e r ebenso dankbar, wie für die Mühe und Arbeit, die er für die Durchsicht des Manuskriptes aufwendete.

Nicht zuletzt möchte ich auch Herrn Professor Dr. K o l l e r, Direktor des Instituts für Medizinische Statistik und Dokumentation, und seinen Mitarbeitern Herrn Dr. D u d e c k und Herrn Dr. H o r b a c h für den Rat und die Hilfe bei den statistischen Berechnungen und Zeichnungen recht herzlich danken.



LEBENS LAUF

Am 4. Oktober 1939 wurde ich von fünf Geschwistern als erste Tochter des Facharztes für Chirurgie, Dr. med. Karl Friedrich Bonner und seiner Ehefrau Elisabeth, geborene Rosemann, in Mainz geboren. Im Jahre 1943 wurde unsere Familie nach Ober-Erlenbach i. Ts. evakuiert. Dort besuchte ich ab Herbst 1945 die erste Klasse der Volksschule. Von 1947 bis 1949 lebte ich bei meinen Großeltern in Wiesbaden-Kostheim und ging dort zur Schule. 1949 siedelten meine Eltern wieder nach Mainz über. Ostern 1950 wurde ich in das Neusprachliche Gymnasium der Maria-Ward-Schule in Mainz aufgenommen. Nach Ablegung der Reifeprüfung Ostern 1959 immatrikulierte ich mich ab Sommersemester 1959 an der Mainzer Johannes Gutenberg-Universität. Im Frühjahr 1960 bestand ich die naturwissenschaftliche und im Herbst 1961 die ärztliche Vorprüfung. Ich bin nun im 11. Semester (6.klin.) und beabsichtige, im Sommer 1964 mein medizinisches Staatsexamen abzulegen.

